

Development of magnetocardiograph system using YBCO SQUID magnetometers

I.-S. Kim^{*,a}, S. H. Oh^b, H. K. Lim^a, Y. H. Lee^a, S. G. Lee^b and Y. K. Park^a

^aKorea Research Institute of Standards and Science, Daejeon, Korea

^bKorea University, Jochiwon, Korea

YBCO SQUID 자력계를 이용한 자기심장검사장치 개발

김인선^{*,a}, 오수호^b, 임현균^a, 이용호^a, 이순걸^b, 박용기^a

Abstract

YBCO dc superconducting quantum interference device (SQUID) magnetometers based on bicrystal junctions have been fabricated for magnetocardiograph (MCG) measurements. We could fabricate YBCO SQUID magnetometers having magnetic field noise of about 20 fT/Hz^{1/2} at white noise region. We have developed an MCG system employing the high performance SQUID magnetometers. The lightweight MCG system, requiring liquid nitrogen as a coolant, consists of 6-channel SQUID sensors, an adjustable patient bed with sliding motion, and data analyses software. The MCG system could record quite clear MCG signals in a room with moderate magnetic shielding. In normal operation with multi-position MCG measurements, we could obtain clear 48-point mappings of magnetic field map and current source map with high enough signal qualities for clinical trials.

Keywords : High- T_c , YBCO, magnetic field, magnetocardiograph, SQUID

I. 서론

SQUID는 인간이 개발한 가장 감도가 높은 센서로서 인체로부터 발생하는 극미세자기신호인 생체자기신호를 측정할 수 있다. 고온초전도 SQUID 기술은 비약적인 발전을 이루어 최근 개발되고 있는 소자의 자장 분해능은 약 20 fT/√Hz 수준으로, 금속계 저온초전도 SQUID

소자 (약 3 fT/√Hz)와 성능 면에서 비교될만한 수준까지 발전하고 있다. 고온초전도 SQUID는 액체질소를 냉매로 사용하므로 액체헬륨에 비해 사용 및 취급이 매우 간편하다는 장점이 있으므로 다양한 분야에서 고감도 자기장 측정을 이용한 응용연구가 이루어지고 있다. SQUID의 응용 분야 중에서 가장 주목 받고 있는 것이 생체자기분야이며, 특히 자기심장검사 (magnetocardiograph)는 기술개발 단계를 벗어나 병원에 보급되어 많은 임상연구가 이루어지고 있는 실정이다 [1-5]. 현재까지 병원에서 활용

*Corresponding author. Fax : +82 42 868 5475

e-mail : inskim@kriss.re.kr

되고 있는 자기 심장검사장치는 대부분 액체헬륨을 냉매로 이용하는 저온초전도 SQUID를 이용하고 있다. SQUID의 자장 분해능이 수십 $\text{fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 정도면 충분히 심자도 측정에 활용이 가능하며, 고온초전도 SQUID의 경우 액체질소를 사용한다는 면에서 여러 가지 장점을 가지고 있으나 큰 외부잡음에 대한 불안정성, 신뢰성 등이 다소 뒤지는 단점이 있다. 또한 소자 제작의 수율이 낮기 때문에 많은 수량의 센서가 필요한 다중채널 자기 심장검사장치 개발에 걸림돌이 되고 있다. 고온초전도 SQUID를 이용한 다중채널 자기심장검사장치 개발에 현재에도 많은 연구가 이루어지고 있으나 [6][7], 아직까지는 고성능 고온초전도 SQUID를 다량 제작할 수 있는 공정기술이 확립되어 있지 않은 실정이다.

본 논문에서는 고성능 고온초전도 SQUID 소자를 개발하고, 이 센서를 이용하여 6채널 자기심장검사장비를 개발한 내용을 기술하였다. 개발한 장치를 이용하여 건강한 남성을 대상으로 48-point 심자도 파형을 측정하였으며 이것으로부터 구한 심자도 자장분포 맵의 특성을 평가하였다.

II. 6채널 YBCO SQUID 장치

A. 고성능 SQUID 자력계 제작

고감도 YBCO SQUID 자력계를 제작하기 위하여, 일반적인 자기잡음 환경에서 안정적인 Flux Locked Loop (FLL) 동작에 유리한 parallel loop 검출 코일형 자력계를 설계하고, 결합각 30° 인 STO(100) 복결정 (bicrystal) 기판에 단일층 YBCO 박막을 성장하여 제작하였다 [8]. SQUID 소자는 Fig. 1(a)에 나타난 바와 같이 선 폭 $50 \mu\text{m}$ 인 16개의 선을 병렬로 배치한 검출 코일이 인덕턴스 100pH 인 SQUID에 직접 연결되는 방식이며 [9] 검출 코일의 외부 크기는 $8.8 \text{mm} \times 8.8 \text{mm}$ 이다. 설계된 SQUID 자력계는 STO기판에 PLD법으로 160nm 의 단일층 YBCO 박막을 증착하고, 표준적인 포토리소그라피와

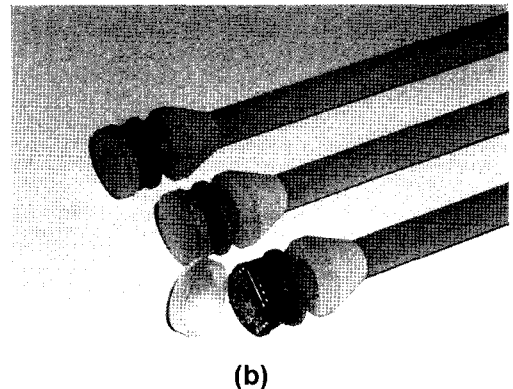
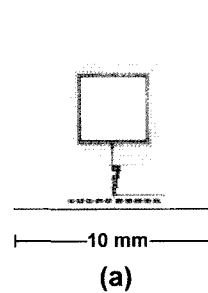


Fig. 1. Photo of YBCO SQUID magnetometer with 16-parallel-loop pickup coil (a), and cryo-insert probes (b).

Ar 이온 식각을 통하여 제작하였다. 완성된 자력계는 저항히터 및 되먹임 코일이 형성된 PCB상에 붙인 후 아크릴 뚜껑으로 밀봉하였다. Fig. 1(b)는 제작된 SQUID 자력계를 부착한 저온용 프루브의 모습을 나타낸 것이다. 제작된 SQUID 자력계는 자기 차폐 환경에서 FLL SQUID electronics를 사용하여, 소자의 자장잡음 특성을 평가하였다.

B. SQUID 제어 회로 및 신호변환 회로

SQUID는 미세 자장을 검출하여 전압으로 변환하는 센서이지만, 자체의 출력전압은 극히 작은 (nV 수준) 비선형적인 값이므로 FLL이라고 하는 SQUID 제어회로가 필요하게 된다. 검출한 자기신호의 전압은 증폭된 후 저항을 통해 전류로 바뀌고 SQUID소자에 부착한 코일에 흘러 자장을 발생시키게 된다. 즉 자장을 검출하면 SQUID를 통과하는 자장이 0이 되도록 되먹임 하게 된다. 이 때 필요한 전류가 되

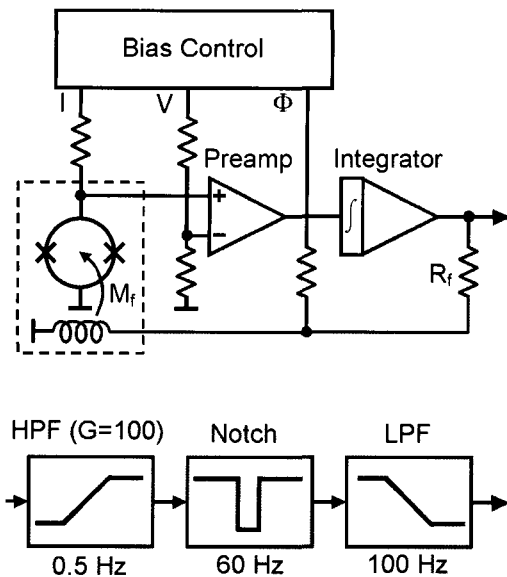


Fig. 2. Schematics of flux-locked-loop circuit, and signal conditioning circuit composed of 0.5 Hz high-pass-filter, 60 Hz notch-filter, and 100 Hz low-pass-filter.

먹임 저항에 발생시키는 전압이 SQUID가 검출한 자장에 비례한 값이 된다. 이러한 FLL 회로 구성을 Fig. 2에 나타내었다. 일반적인 실험실 공간에서 가장 큰 자장잡음은 주변의 전력기에 의한 것으로 크기는 약 20 nT이다. 따라서 20 nT 신호가 SQUID 전자회로의 출력전압이 10 V 정도로 되도록 설계한다. 일반적인 심자도 신호의 크기는 약 100 pT인데, 이 경우 출력전압은 50 mV 정도가 된다. mV 신호는 PC가 데이터 처리하기에는 너무 낮으므로 증폭이 필요하다. Fig. 2의 아랫부분에 심자도 신호 처리를 위한 추가적인 전자회로를 나타내었다. FLL회로의 출력은 0.5 Hz의 저주파 차단 증폭기(증폭률 100)를 거치고, 60 Hz 제거 필터와 100 Hz의 고주파 차단필터를 거치게 된다. 이 신호변환 회로에서 100 pT 크기의 자장신호는 약 5 V의 전압으로 변환되고 16비트 AD변환기를 거쳐 PC로 데이터 처리하게 된다.

C. 6채널 YBCO SQUID 장치

본 연구에서 개발한 자기 심장검사장치는 6 채널 고온초전도 SQUID 시스템, SQUID 제어

전자회로 및 PC, 그리고 비자성 베드로 구성되어 있다. 본 장치의 사진을 Fig. 3에 나타내었다. 6개의 고온초전도 SQUID 센서는 Fig. 1(b)에 나타낸 바와 같이 저온용 프루브에 부착되어 4 cm 간격으로 일렬로 배열되며, 프루브 봉의 진동을 줄이기 위해 액체질소 용기 내부 바닥에 밀착되도록 하였다. 액체질소 용기는 글라스에폭시 재질을 가공하여 제작하였으며, 바닥의 thermal-gap은 8 mm이다. 액체질소 용기의 위 뚜껑 부분에 6채널용 제어회로가 장착되도록 하여 센서와 전자회로간의 리드선 배선을 가능한 짧게 하였다. 목재, 알미늄 등 비자성 재질로 제작한 베드는 환자의 위치를 x-y-z 3축 방향으로 ± 10 cm범위에서 위치 조정이 가능하며, 센서의 배열 방향과 수직으로 슬라이딩 레일 위를 이동하면서 각 위치에서 6개의 센서가 동시에 심자도 신호를 측정하게 된다. 비자성 재료로 제작한 본 장치의 슬라이딩 레일의 이동 거리는 60 cm이므로 심자도를 측정할 수 있는 영역은 20 cm × 60 cm이다.

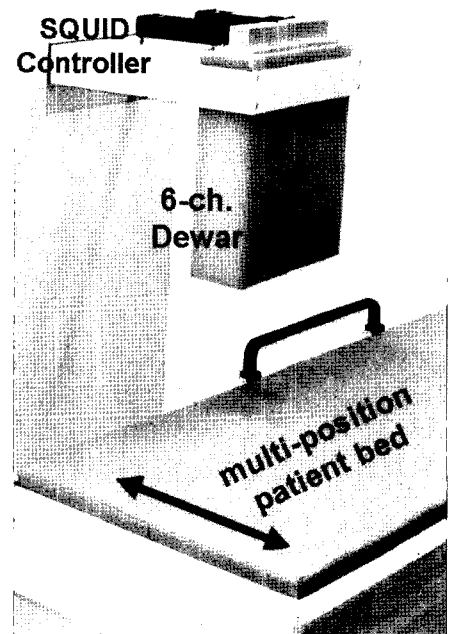


Fig. 3. Photo of the developed MCG system. 6 SQUIDs are arranged in a linear array in the dewar, and the patient bed is adjusted by a uni-directional motion during measurement.

III. 결과 및 논의

A. 6채널 YBCO SQUID 시스템의 특성

SQUID 소자의 특성평가 및 심자도 신호측정에 사용한 저가형 자기차폐실은 자체 제작한 것으로써 내부 크기가 1.2 m x 2.2 m x 2.2 m 이며, 1 Hz 및 10 Hz에서의 차폐율이 각각 80 및 700이었다. 일반적인 생체자기측정용 자기차폐실과 비교하였을 때 차폐성능이 약 1/2이라고 할 수 있다. 이 자기차폐실 내부에서 측정된 대표적인 YBCO SQUID의 자기잡음 스펙트럼을 Fig. 4(a)에 나타내었다. 200 Hz에서의 자장잡음은 40 fT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ 였으며, 20 Hz이하에서 1/f 잡음 형태로 급격히 증가하며 1 Hz에서 약 0.3 pT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ 로 크게 증가하고 있다. 그림의 스펙트럼에서 수 Hz 영역에서 건물진동에 의한 잡음피크 그리고 주변 실험실에서 사용 중인 전기장치로 인한 매우 강한 전원잡음 피크들이 나타나고 있음을 알 수 있다. 자기차폐실 내부에서 퍼말로이 3중 실린더를 이용하여 추가로 차폐하여 측정된 자기잡음 스펙트럼을 Fig. 4(b)에 나타내었다. 그림에서 알 수 있듯이 자기차폐가 잘 이루어진 환경에서 측정된 YBCO SQUID는 높은 주파수에서부터 1 Hz이하의 저주파까지 매우 평탄한 자장잡음 특성을 가지는, 약 20 fT/

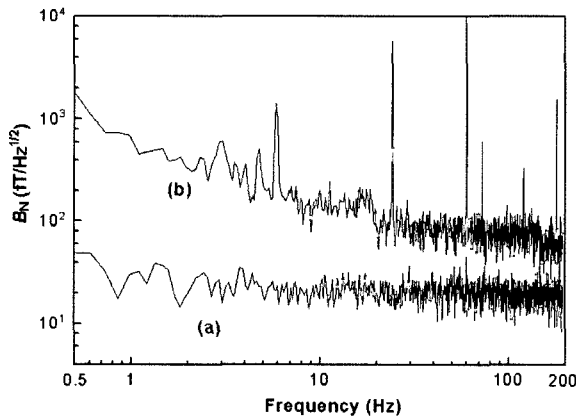


Fig. 4. Typical noise spectra of the high- T_c SQUID system. Signals were recorded inside the moderately shielded room during daytime with peak electrical activity (a), and with additional 3-layer permally can shield (b).

$\sqrt{\text{Hz}}$ 수준의 우수한 성능임을 알 수 있다.

앞에서 설명한 자기차폐실 내부에서 전술한 바와 같이 일렬로 배열된 6채널 YBCO SQUID 시스템을 이용하여 건강한 남성을 대상으로 심자도를 측정하였다. 심자도 파형측정의 대표적인 결과를 Fig. 5에 나타내었다. 이 측정에서 네번째 센서는 심장부근의 가슴 윗부분에 위치하고 첫번째 센서는 네번째 센서와는 얼굴 방향으로 12 cm 거리에 위치하게 된다. 측정 데이터의 sampling rate는 1 kS/s 이며, 16-bit AD 변환기를 통해 PC로 전송하였다. Fig. 2에서 설명한 바와 같이 강한 전원 잡음의 유입으로 인해 파형의 실시간 측정에서는 ~ 6 pT_{P-P} 배경잡음이 나타났다. 이 배경 잡음을 줄이기 위해 time-

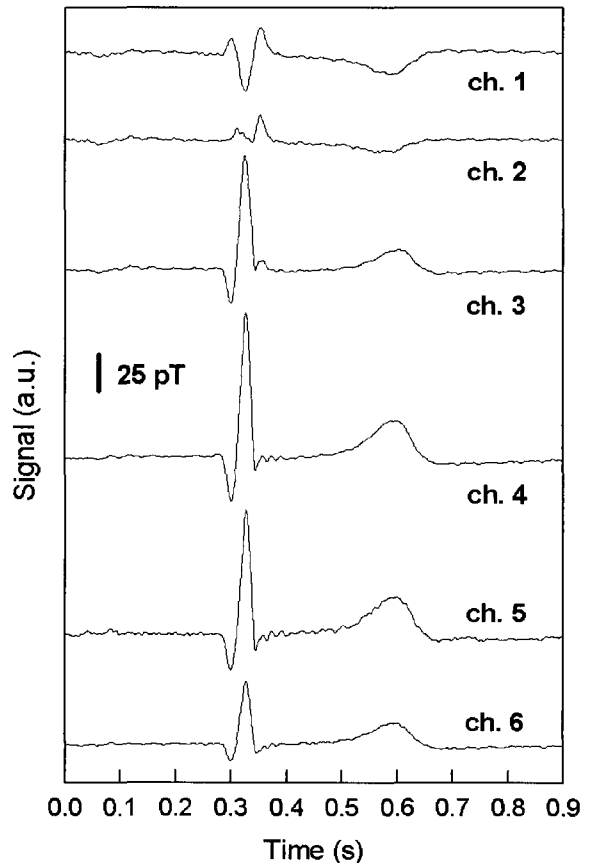


Fig. 5. Typical MCG signals recorded simultaneously using the 6-channel SQUID system. The signals were time averaged over 8 heart beats.

average방법을 사용하였는데, 본 실험에서는 10회 미만의 피크 파형의 time-average로도 매우 깨끗한 QRS-complex 파형을 얻을 수 있었다. Fig. 5에 나타난 심자도 파형은 8회의 심장박동 파형 데이터를 time-average하여 배경 잡음을 줄인 결과이다. R-피크를 기준으로 하였을 때 신호대 잡음비 약 82 정도의 매우 깨끗한 신호 파형을 얻을 수 있었다.

B. 심자도 매핑 측정

6채널 YBCO SQUID 시스템을 이용하여 2차원 심자도 맵을 측정하여 보았다. 환자베드를 35 mm 간격으로 한 방향으로 움직이며 8군데의 위치에서 각각 6개의 센서로 동시에 측정하여 48-point 맵을 얻을 수 있었다. 이러한 방식을 적용하였을 때 파형 측정이 이루어지는 영역은 245 mm × 200 mm 이었다. 각 위치에서 10 초 동안 측정하여 time-average하였는데, 측정된 6개의 심자도 파형 중에서 R-peak가 가장 큰 채널을 시간 축의 기준으로 하였다. 이 방법을 적용하였을 때, ECG와 같은 외부 기준 파형 없이도 48군데의 위치 전 영역에서 매우 깨끗한 심자도 파형을 얻을 수 있었다. 일반적으로 심자도의 36-point 측정만으로도 심장질환 분석 등 임상응용이 가능한 것으로 보고되고 있으며 [3, 10], Nb-SQUID gradiometer 센서를 이용한 36-point 자기 심장검사장치의 임상적용 테스트가 병원에서 이루어지고 있다 [11]. 이와 같은 상용품은 4개 또는 9개의 센서를 정방향으로 배치하여, 각각 9회 또는 4회 환자베드를 x-y 2차원으로 움직이는 위치 조정을 하며 측정이 이루어진다. 본 연구에서 개발한 장치는 이들 방법에 비해 환자베드를 한 방향으로 이동하여 측정하므로 구조적으로 매우 간단하며, 사용이 간편한 장점이 있다.

이 장치를 이용하여 심자도 파형 측정으로부터 구한 48-point 자장분포 맵 그리고 전류원 맵의 결과를 Fig. 6에 나타내었다. 그림의 하단부에는 48개의 심자도 신호 파형을 나타내었다. 6 × 8 심자도 파형측정은 환자베드 조정시간을 포함하여 전체 130초 가량 소요되었다. 그림에

나타낸 자장분포 맵 그리고 전류원 맵은 QRS-complex 중에서 S-파 주기 동안의 결과이며, 매우 약한 신호인 S-파 주기에서도 선명한 자장분포 맵과 그리고 전류원 맵을 얻을 수 있었다.

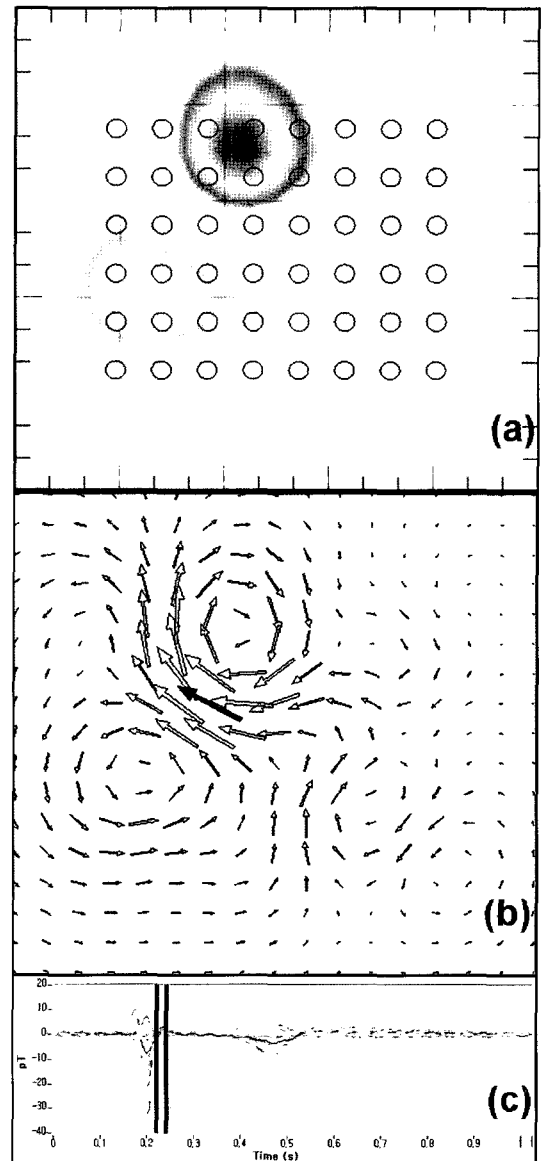


Fig. 6. Magnetic field map (a) and current source map (b) obtained over S-wave period as marked with vertical lines in magnetocardiographic tracings (c) recorded over 48 measuring points.

IV. 결 론

자기잡음 환경에서 안정적으로 작동하며 미세한 자기 신호를 측정할 수 있는 우수한 성능의 고온 초전도 SQUID 자력계를 설계·제작하였다. 본 연구에서 개발한 YBCO SQUID 자력계의 백색잡음은 $20 \text{ fT/Hz}^{1/2}$ 정도였으며, 1 Hz 이하의 영역까지 매우 평탄한 자장잡음 특성을 나타내었다. 이러한 YBCO SQUID센서를 일렬로 배열한 6채널 자기 심장검사장비를 개발하였다. 본 연구에서 개발한 장치는 자기잡음 신호유입이 비교적 큰 저가형 자기차폐실에서도 신호대 잡음비 80 이상의 깨끗한 심자도 파형의 측정이 가능하였다. 또한 8회의 이동 측정 방법을 적용하였을 경우, 2-3분의 짧은 측정 시간 안에 48-point 매핑 측정이 가능하였으며, 이 데이터를 이용하여 임상진단에 필요한 Q-, R-, S-, T-peak 각각에 대해 선명한 자장분포 맵 및 전류원 분포 맵을 구할 수 있었다.

본 연구에서 개발한 6채널 YBCO SQUID 자기 심장검사장비는, 액체질소를 사용하는 소형경량의 장치이며 신호 대 잡음비가 우수하므로 병원 환경에 충분히 적용 가능하며 임상 진단에 응용이 가능할 것이라 판단된다.

References

- [1] V. Pizzella, S. D. Penna, C. D. Gratta, and G. L. Romani, "SQUID systems for biomagnetic imaging," *Supercond. Sci. Technol.*, vol. 14, pp. R79-R114, Apr. 2001.
- [2] I. Tavarozzi, S. Comani, C. D. Gratta, G. L. Romani, S. D. Luzio, D. Brisinda, S. Gallina, M. Zimarino, R. Fenici, R. D. Caterina, "Magnetocardiography: current status and perspectives. Part I: Physical principles and instrumentation", *Ital. Heart J.* vol. 3, pp. 75-85, 2002.
- [3] I. Tavarozzi, S. Comani, C. D. Gratta, S. D. Luzio, G. L. Romani, S. Gallina, M. Zimarino, D. Brisinda, R. Fenici, R. D. Caterina, "Magnetocardiography: current status and perspectives. Part II: Clinical applications", *Ital. Heart J.* vol. 3, pp. 151-165, 2002.
- [4] S. Yamada, I. Yamaguchi, "Magnetocardiograms in clinical medicine: Unique information on cardiac ischemia, arrhythmias, and fetal diagnosis", *Internal Medicine*, vol. 44, pp. 1-19, 2005.
- [5] K. Sternickel, A. I. Braginski, "Biomagnetism using SQUIDS: status and perspective", *Supercon. Sci. Technol.*, vol. 19, pp. S160-S171, 2006.
- [6] K. Yokosawa, A. Tsukamoto, D. Suzuki, A. Kandori, T. Miyashita, K. Ogata, Y. Seki, K. Tsukada, "A 16-channel high- T_C SQUID-magnetometer system for magnetocardiogram mapping", *Supercon. Sci. Technol.*, vol. 16, pp. 1383-1386, 2003.
- [7] Y. Zhang, N. Wolters, D. Lomparski, W. Zander, M. Banzet, J. Schubert, H.-J. Krause, P. van Leeuwen, "Multi-Channel HTS rf SQUID gradiometer system recording fetal and adult magnetocardiograms", *IEEE Trans. Appl. Supercond.*, Vol. 15, 631-634 2005.
- [8] I. S. Kim, K. K. Yu, Y. K. Park, "Fabrication of HTS SQUID sensors for the application to a high S/N Ratio magnetocardiograph system", *Progress in Superconductivity*, vol. 6, pp. 19-23, (2004)
- [9] I. S. Kim, K. K. Yu, Y. H. Lee, H. C. Kwon, and Y. K. Park, "High- T_C SQUID magnetometers for low noise measurements of magnetocardiograms", *IEEE Trans. Appl. Supercond.*, vol. 15, pp. 652-655, 2005.
- [10] J.-W. Park, P. M. Hill, N. Chung, P. G. Hugenholtz, and F. Jung, "Magnetocardiography predicts coronary artery disease in patients with acute chest pain", *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, vol. 10, pp.312-323 2005.
- [11] <http://www.cardiomag.com> : <http://www.squid.de>